

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-010318

(43)Date of publication of application : 14.01.1997

(51)Int.Cl.

A61M 29/02

(21)Application number : 08-112884

(71)Applicant : VARIOMED AG

(22)Date of filing : 01.04.1996

(72)Inventor : ERHARD STARK  
RAINER TRAPP

(30)Priority

Priority number : 95 19512066    Priority date : 01.04.1995    Priority country : DE

95 19516191    07.05.1995    DE

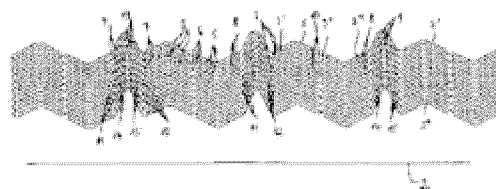
95 19540851    30.10.1995    DE

(54) STENT FOR INSERTION OF TRANSLUMINAL TO HOLLOW ORGAN

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a stent with high reliability and high bendable characteristic, and capable of positioning without any problem by allowing each aperture to have a section arranged slantly to the long axis of the stent through both compression and expansion conditions of the stent.

SOLUTION: By a cutting step, apertures 3, 4 are generated on a tubular wall surface, and in a compression condition a slotted opening form is presented. The slotted opening 3 has three sections 3', 3'', 3''', and the sections are respectively arranged slantly to a tubular long axis 2 and gather to form the slotted opening 3. A tubular wall surface material interposed between the apertures 3 form boundary elements 5 respectively and become boundaries of the apertures 3 respectively. Adjacent terminal ends 11, 12 of two adjacent boundary elements in two directions of long axis are respectively coupled through a V-shaped intermediate element. Legs 14, 15 of the intermediate element



13 are respectively arranged slantly to the tubular long axis 2.

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平9-10318

(43)公開日 平成9年(1997)1月14日

(51)Int.Cl.<sup>8</sup>

A 6 1 M 29/02

識別記号

庁内整理番号

F I

A 6 1 M 29/02

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数32 書面 外国語出願 (全 35 頁)

(21)出願番号 特願平8-112884

(22)出願日 平成8年(1996)4月1日

(31)優先権主張番号 1 9 5 1 2 0 6 6 . 3

(32)優先日 1995年4月1日

(33)優先権主張国 ドイツ (D E)

(31)優先権主張番号 1 9 5 1 6 1 9 1 . 2

(32)優先日 1995年5月7日

(33)優先権主張国 ドイツ (D E)

(31)優先権主張番号 1 9 5 4 0 8 5 1 . 9

(32)優先日 1995年10月30日

(33)優先権主張国 ドイツ (D E)

(71)出願人 596062587

バリオメド アーゲー

リヒテンシュタイン エフエレ-9496 パ  
ルツァーズ ガゴツシュトラッセ 51

(72)発明者 エーアハルト シュターク

ドイツ連邦共和国 デー-61476 クロン  
ベルク シュテイフトシュトラッセ 7

(72)発明者 ライナー トラップ

ドイツ連邦共和国 デー-76676 グラベ  
ン-ノイエドルフ ファルトールシュトラ  
ッセ 9

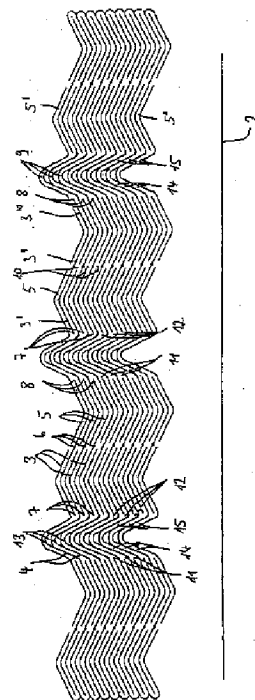
(74)代理人 弁理士 福田 武通 (外2名)

(54)【発明の名称】 中空器官へのトランスルミナル挿入のためのステント

(57)【要約】

【課題】 中空器官、特に、血管、尿管、食道、または、胆管の管腔開放移植用で、事実上管状体からなるステントを記述した。このステントは、第1断面径を持つ圧縮状態から、第2断面径を持つ拡張状態に変形させることができる。

【解決手段】 管状体の壁面にはアパチャーがあり、これが、ステントの長軸方向、円周方向に連なっており、拡張を可能にする。各アパチャーは、圧縮状態においても、拡張状態においても、ステントの長軸にたいして斜めに配される少なくとも一つの断面を持っている。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 中空器官、特に血管、尿管、食道、または、胆管にたいする管腔開放移植用ステントで、第1断面直径を持つ圧縮状態から第2断面直径を持つ拡張状態に変形される、事実上の管状体(1)から成り、管状体(1)の壁面に、ステントの長軸方向および円周方向に連なるアパチャー(3、4)があつて拡張を可能にするステントで、各アパチャー(3、4)は、ステントの圧縮・拡張の両状態を通じて、ステントの長軸(2)にたいして斜めに配置される少なくとも一つの断面(3'、3''、3''')を持つことを特徴とする。

【請求項2】 請求項1によるステントで、アパチャー(3、4)が、ステント圧縮時に、管状体(1)の壁面にスロット様開口部を形成することを特徴とする。

【請求項3】 請求項2によるステントで、スロット様開口部(3)が、ステントの長軸(2)に斜めに配される複数の断面、特に、三つの断面(3'、3''、3''')を持つことを特徴とする。

【請求項4】 請求項2または請求項3によるステントで、スロット様開口部(3)が事実上ジグザグ形をしていることを特徴とする。

【請求項5】 請求項2乃至請求項4のいずれかによるステントで、スロット様開口部(3)が事実上Z字形をしていることを特徴とする。

【請求項6】 請求項2乃至請求項5のいずれかによるステントで、スロット様開口部(3)が事実上波形、とくに正弦波形をしていることを特徴とする。

【請求項7】 請求項2乃至請求項6のいずれかによるステントで、スロット様開口部が事実上S字形をしていることを特徴とする。

【請求項8】 前記請求項1乃至請求項7のいずれかによるステントで、圧縮状態におけるステントの長軸(2)にたいする断面(3'、3''、3''')の傾斜がそれぞれ1°から75°の間、特に、10°から45°にあることを特徴とする。

【請求項9】 前記請求項1乃至請求項8のいずれかによるステントで、アパチャーが、事実上点対称に形成されることを特徴とする。

【請求項10】 請求項9によるステントで、アパチャーの二つの終端(7、8)が、ステントの長軸(2)にたいする平行線上に配されていることを特徴とする。

【請求項11】 請求項10によるステントで、対称点(6)が、アパチャー(3)の二つの終端(7、8)の間の中点において、ステントの長軸(2)にたいする平行線上に配されていることを特徴とする。

【請求項12】 前記請求項1乃至請求項11のいずれかによるステントで、アパチャー(3)の間にある管状体(1)の壁面材料が、ステント拡張のために膨張するアパチャー(3)にたいする境界要素(5)を形成することを特徴とする。

【請求項13】 請求項12によるステントで、円周方向に互いに隣接して配されている二つの境界要素(5)が、特に、一つの網(10)によって互いに結合していることを特徴とする。

【請求項14】 請求項13によるステントで、結合部位(10)がそれぞれ境界要素(5)の両終端(11、12)間の中点域に配置されていることを特徴とする。

【請求項15】 前記請求項1乃至請求項14のいずれかによるステントで、長軸方向に互いに隣接して配されている境界要素(5)の対向端(11、12)が弾性に富む中間要素(13)を介して互いに結合していることを特徴とする。

【請求項16】 請求項15によるステントで、中間要素(13)が、ステントの長軸(2)にたいして斜めに配されている断面(14、15)を持つことを特徴とする。

【請求項17】 請求項15または請求項16によるステントで、中間要素(13)がV字形であることを特徴とする。

【請求項18】 請求項13乃至請求項17のいずれかによるステントで、境界要素間の結合部位(10)が放射方向に、および・または、軸方向に先細になることを特徴とする。

【請求項19】 請求項15乃至請求項18のいずれかによるステントで、境界要素と中間要素の間の結合部位が、放射方向、および・または、軸方向に先細になることを特徴とする。

【請求項20】 前記請求項1乃至請求項19のいずれかによるステントで、管状体(1)が、形状記憶金属、特に、ニチノールで製造されていることを特徴とする。

【請求項21】 前記請求項1乃至請求項20のいずれかによるステントで、管状体(1)が、管状体と適合性を持つプラスチック、特に、ポリエチレン(PE)、ポリアミド(PA)、または、ポリウレタン・エラストマー類(PUR)から製造されることを特徴とする。

【請求項22】 前記請求項1乃至請求項21のいずれかによるステントで、管状体(1)の少なくとも一端が、特に円周方向に延びる肥厚部分(17)を持つことを特徴とする。

【請求項23】 請求項22によるステントで、肥厚部分(17)が外方放射方向に突出していることを特徴とする。

【請求項24】 前記請求項1乃至請求項23のいずれかによるステントで、弾性被覆(18)が管状体(1)の外側に備えられていることを特徴とする。

【請求項25】 請求項24によるステントで、外方に向けた肥厚部分が管状体(1)の両端に備えられており、弾性被覆(18)が突出する肥厚部分(17)の間に配されていることを特徴とする。

【請求項26】 請求項24または請求項25によるス

tentで、弾性被覆(18)の実質厚さと、肥厚部分(17)の突出部の放射方向の大きさが事実上等しいことを特徴とする。

【請求項27】 請求項24乃至請求項26のいずれかによるステントで、弾性被覆(18)が、プラスチック、特に、ポリエチレン(PE)、ポリアミド(PA)、または、ポリウレタン・エラストマー類(PUR)から製造されることを特徴とする。

【請求項28】 前記請求項1乃至請求項27のいずれかによるステントで、管状体(1)の断面直径が1mmと5cm、特に、3mmと3cmの間にあることを特徴とする。

【請求項29】 中空器官、特に血管、尿管、食道、気管または胆管にたいする管腔開放移植用ステントで、特に前記請求項のいずれかにより、連続管状で、解剖的に拡張する、弾力に富む格子状構造体(26)から成るもの。

【請求項30】 請求項29によるステントで、鋭角断端の裂目を持たない一体に形成した櫛形格子構造(26)を持ち、正弦波長軸成分(20)を備え、それが、接点(21、21'、22、23)において、連続的にではなく、互いに側方に差分的に配置されているために、長手方向にも、横手方向にも曲げることができることを特徴とする。

【請求項31】 請求項30によるステントで、長軸成分(20)が、側方架橋要素(24)によって互いに結合されていることを特徴とする。

【請求項32】 請求項30または請求項31によるステントで、正弦波長軸成分(20)がステントの長軸(25)にたいして螺旋状に配されている、および、または、差分振幅を持つことを特徴とする。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、中空器官、特に血管、尿管、食道、または、胆管にたいする管腔開放移植用ステントで、第1断面直径を持つ圧縮状態から第2拡大断面直径を持つ拡張状態に変形される、事実上の管状体から成り、管状体の壁面に、ステントの長軸方向および円周方向に連なるアパチャーがあつて拡張を可能にする、そのようなステントに係わる。

【0002】

【従来の技術】この種のステントは、病気によって変化した器官の再疎通に使用される。この目的のため、このステントを、挿入カテーテルを通じて、中空器官内の治療を要する点に圧縮状態で導入する。ステントは、その点において、様々な手段によって、健康な中空器官のものに相当する直径まで拡張することができる。それによって、支持作用が、中空器官にたいして、例えば、血管壁にたいして施されることになる。

【0003】バルーン拡張性ステントと自己拡張性ステ

ントとは、拡張状態が実現されるやり方で区別できる。バルーン拡張性ステントは、特殊なバルーンカテーテル上に圧縮状態で装着され、中空器官の治療を要する地点に挿入され、そこでバルーン送気により望みの直径に拡張される。ステント材料の可塑的変形により、ステントは、拡張状態においてもその安定性を保持するから、中空器官にたいして十分な支持作用を実行することができる。自己拡張性ステントは、付属装置、例えば、膜様カバーによって圧縮状態に保持されており、カテーテルを通じて、中空器官内の治療を要する地点に導入される。このカバーを取り除くと、このステントは、中空器官内において、内部応力によって、あらかじめ定められた直径に自ら拡張する。このようにして、中空器官の壁の支持が実現される。基本的に、この自己拡張性ステントは、バルーン・カテーテルの補助の下に、血管壁に押しつけることも可能である。

【0004】自己拡張性ステント・グループには、いわゆる「形状記憶金属」ニチノール製のステントも含まれる。ニチノールはニッケル・チタン合金で、温度依存性の形状特性を持つ。例えば、ニチノール線にある特殊な形を与え、次に、特定の「記憶温度」以上に加熱すると、この線は、以前の形を思い出す能力を獲得する。その後で、このように処理した線を、合金と熱処理に依存する変換温度以下に再び冷却すると、その線は柔らかくなり、簡単に変形できるようになる。さらにまた変換温度以上に加熱すると、線は自動的に印象された形状を復原する。

【0005】初めに挙げた種類の自己拡張性ステントは、例えば、短径の管状体の壁にレーザーによりスロットを、そのスロットが管状体の長軸に平行に延びるように切りこむことによって製造される。このスロットは、円周方向に互いに変位するように配置されている。そのため、例えばバルーン送気によって、または、形状記憶金属製ステントの場合なら加熱によって、管状体が拡張すると、管状体の長軸に平行に延びる長軸を持つダイヤモンド形アパチャーが生ずる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、この種のステントは、次の点で不都合である。すなわち、この種ステントは、圧縮状態においても、拡張状態においても、屈曲性が低いので、一方では、折れ曲がった中空血管への挿入がきわめて限局され、他方では、関節部位に挿入されたステントは振じれやすく、血管中の血流の低下ないし遮断を、さらにはまた、血管壁の破裂を招くことすらある。

【0007】さらに、ステントの拡張によって、長軸方向に短縮が生じる。この短縮は比較的調節が困難であり、従って、中空器官内の治療を要する特定部位にたいするステントの位置づけが比較的困難になることがある。屈曲性が低いという問題は、従来、この種のステ

トにおいては次のようにして解決されている。すなわち、ステントの長軸に沿って互いに隣接して配された、個々のダイヤモンド間の結合を断ってしまうのである。しかしながらこの配置は次の欠点を持つ。すなわち、ダイヤモンドの自由な、尖頭端が、外方曲線径においてステントの壁から外方に突出する。これは、特に、例えば、曲線的移植の場合に見られるステントの屈曲部において著しい。さらに、内方曲線径においては、ステントの内部域に突出する。これは、中空器官の壁や、バルーン・カテーテルのバルーンにたいする障害を起こすという結果を招く。これらの合併症は、実地に当たって容認できるものではない。

【0008】この発明は、最初に挙げた種類のステントで、圧縮状態においても、拡張状態においても高い屈曲性を持ち、同時に実施に当たって信頼性が高く、危険性がなく、また、拡張時に短縮も生じないので、ステントの位置づけが何の問題もなく実行できる、そのようなステントを供給する目的から発している。

【0009】

【課題を解決するための手段】この目的は、最初に挙げた種類のステントを端緒とする発明を達成することによって成就された。すなわち、そのステントにおいては、各アパチャーが、ステントの圧縮状態においても、ステントの拡張状態においても、ステントの長軸にたいして斜めに配された少なくとも一つの断面を持っている。

【0010】驚くべきことに、圧縮状態で長軸に平行に延びるアパチャーを持つステントに比べて、圧縮状態においても、拡張状態においてもアパチャーを斜めに配することによって、ステントの屈曲性は著しく改善される。このようにすれば、長軸方向に互いに隣接して配されたダイヤモンド間の結合を分離する必要はなくなるので、この発明によって形成されたステントには、中空器官の壁や、バルーン・カテーテルのバルーンに傷害を与えるような鋭利な断端がなくなる。

【0011】さらに、アパチャーを斜めに配することによって、ステントの拡張時に短縮する傾向を打ち消すことができる。したがって、形状記憶金属による自己拡張性ステントの作成時に、例えば、ステントを拡張軸にそって引っ張ることにより、圧縮状態から拡張し、その際通常の短縮をまず生ぜしめる。この構成では、拡張軸の直径は、拡張時のステントの望みの直径と同じになるように選ぶ。

【0012】その後、拡張軸にそって引っ張られたステントは、十分に引き延ばされ、最終的に、望みの長さに達する。その際、アパチャーの斜形断面の傾斜角が短縮される。この状態でステントを記憶温度以上に加熱するならば、ステントは、短縮が、変換温度以下に冷却され、その後新たに加熱されることによって補償された後で、再びもとの形状を復原する。通常、望みの長さは、圧縮状態のステントの長さに相当する。これは、挿入時

に、拡張ステントの厳密な位置決めを確実にするためである。

【0013】この発明の有利な形状においては、ステントの圧縮状態のアパチャーは、管状体の壁にスロット様開口を形成する。このようにして、この発明のステントのきわめて簡単な製造が可能になる。なぜなら、スロット様開口部は、例えば、レーザーによって管状体に切り込むことができるからである。しかも、基本的には、この切り込みは、既に圧縮状態において広くもできるものであり、それは、例えば、穴開けないし腐食工程によっても実現できる。

【0014】アパチャーは、ステントの圧縮状態においても、拡張状態においても形成することができる。しかしながら、圧縮状態で形成の方がより有利である。というのは、スロット様開口部を形成する際の材料損失が、拡張時に開口部を形成するよりも少ないからである。

【0015】さらに有利な実施形態として、スロット様開口部が複数の断面を持つこと、特に、ジグザグ形の三つの断面を持ち、それらがそれぞれステントの長軸にたいして斜めに配されている形状が挙げられる。このようにして、このステントに特徴的な均一な曲げ特性が、圧縮状態においても、拡張状態においても得られる。

【0016】この発明のさらに好ましい実施形態として、アパチャー間に存在する管状体の壁面材料が、ステント拡張のために延長されるアパチャーの境界要素を形成することが挙げられる。この配置においては、長軸方向で互いに隣接する境界要素の対向端は、特にV字形の中間要素によって結合される。この設計により、この発明に従って形成されたステントの屈曲性に富む設計が得られ、他方において、中間要素を分離可能なものとして設けることによって、境界要素間の非結合を実現し、これが主体となってステントの拡張を確実にし、一方、中間要素は、短縮を補償する方に主に用いられる。

【0017】

【発明の実施の形態】この発明のさらに有利な実施形態については、請求項の付加項において展開する。

【0018】図1は、この発明によるステント製造時の切り込みパターンを示す。例えば、管状体1（図5参照）の壁に施したレーザーによる切り込みのパターンである。管状体1の長軸方向は、図1の参照数字2によって与えられる。これにより、管状体1の壁面内の切れ込みの位置が明確になる。

【0019】切り込み工程により、アパチャー3、4が管状体1の壁面に生じ、圧縮状態において、図1に示したスロット様開口の形を取る。

【0020】スロット様開口部3は三つの断面3'、3''、3'''を持ち、それら断面は、それぞれ、管状体1の長軸2にたいして斜めに配されており、各々集まってスロット様開口部3を形成する。

【0021】アパチャー3の間に介在する管状体1の壁面材料は、それぞれ境界要素5を形成し、特に図3bからよく見てとれるように、それぞれアパチャー3の境界となっている。

【0022】アパチャー3は対称点6に関して点対称に形成されており、かつ、アパチャー3のそれぞれの終端7、8は管状体1の長軸2にたいして平行な線の上にある。従って、対称点6は、アパチャー3の両端7、8の間の中点にある。

【0023】いずれの場合においても、管状体1の円周方向に互いに隣接して配される二つの境界要素5（図1では互いに上下に接している）は、結合点10を通じて互いに結合される。この結合点は、それぞれ、境界要素5の対称点6の間に配置される。

【0024】いずれの場合も長軸方向に互いに隣接する二つの境界要素の相互に隣接する終端11、12は、それぞれ、V字形中間要素13を介して互いに結合される。中間要素13の脚14、15はそれぞれ、管状体1の長軸にたいして斜めに配されている。中間要素13の脚14、15はそれぞれ、管状体1の長軸にたいして斜めに配されている。

【0025】図1に示した切り抜きパターンによって生成されるアパチャー3、4は、管状体1の全周にわたって均等に分布している。従って、例えば、図1の境界要素5'、5''は一致する。

【0026】管状体1の長さによっては、V字形中間要素13と境界要素5とは管状体1の長軸2にそって多と多く、あるいは多と少なく分布させることができる。これを図1に示す。従って、V字形中間要素13と境界要素5の数は、管状体1の円周に依存して、管状体1の円周にそって変えることができる。

【0027】スロット様開口部3、従って、境界要素5の点対称の配置は図2からはっきりと見てとれる。この発明によるステントの利点は、特に、管状体1の長軸方向にa、a'で表わされる幾何学的距離が、円周方向の幾何学的距離b、b'同様、互いに等しい点にある。

【0028】図3から、境界要素5の幅が、アパチャー3を拡大することによって管状体1の円周方向において増加し、それが管状体1の拡張を実現する様が見てとれる。さらに、図3から次のことが見てとれる。すなわち、境界要素5の長軸方向の短縮は、図3bにおいて、境界要素5の終端11が図3aの位置にたいして左方に変位することから知ることができるが、この短縮が、同時に起こるV字形中間要素13の開脚によって補償されることである。このようにして、圧縮状態における（図3a）隣接境界要素5の終端12の位置と、拡張状態（図3b）における同位置は一致する。このようにして、境界要素5と中間要素13から成る1単位は、従って同時に、管状体1全体は、圧縮状態、拡張状態、い

ずれの場合も同じ長さを持つ。

【0029】管状体1の円周方向に互いに隣接して配される、二つの枠組み要素5の間の結合部位10の領域には、切れ込み16があり、そのため、境界要素5は、この部位で曲げやすくなっている。このようにして、この発明のステントの弾性特性はさらに改善される。

【0030】切れ込み16の詳細を図4に示す。これは、例えば、切れ込みを、直接結合される二つの境界要素5の間に配した場合を示している。同様の切れ込み16を、境界要素5とV字形中間要素13の間に配してもよい。

【0031】このように配置することによって、図4aに示すように円周方向の切れ込みも、図4bに示すように放射方向の切れ込みも、さらには、この発明によって形成されるステントの屈曲性に好影響を及ぼす、どのような種類の切れ込みも可能である。

【0032】この発明によって形成されたステントの断面を模式的に図5に示してあるが、その図において、アパチャー3は、単に、斜めに延びる破線19で示してある。管状体1は、その両端に、いずれの場合も、外方放射方向に延びる肥厚部分を持っている。このものは、突起17として描かれているが、円周方向に延びる。弾性に富む被覆18が突起17の間に配されており、この被覆の厚さは、突起17の、突起部分の放射方向の大きさと事実上等しい。そのため、ステントは、事実上、均一な外面を持つ。さらに図5から、管状体1の内面は均一な広がりを持つことが分かる。

【0033】この発明によって形成されたステントは、下記のように製造、調整、使用されることが好ましい。

【0034】図1に示した切れ込みパターン、すなわち、スロット様開口部3、4を、形状記憶金属から成る管状体1の壁面にレーザーにより切りこむ。その際、管状体1の直径は、移植に必要なステントの圧縮状態に等しくなるように選ぶ。

【0035】図1に示した切れ込みパターンを、管状体1の全長、全周に渡って切りこんだ後、管状体1を拡張軸すなわちマンドリルにそって引っ張る。ただし、その拡張軸の直径は、挿入拡張状態のステントに要求される直径に等しいものとする。このようにして、切れ込み様開口部3、4は、図3bに示すように、広げられる。その後、拡張軸にそって引っ張りこまれた管状体は、長軸方向に引き延ばされるが、それは、拡張によって生じる短縮が、V字形中間要素13の開脚によって補償される形で行われる。そのため、図3bに示したような、境界要素5と中間要素13から成る表面構造が生じる。

【0036】この管状体を、記憶温度以上に加熱することによって、ここに生じた形はその後材料に記憶される。

【0037】このステントを変換温度以下に冷却すると、ステントは、全体が圧縮され、圧縮状態に相当し、

弾性被覆18に覆われたスタート時の直径に戻る。この被覆は、例えば、ナイロン、ポリエチレン、ポリアミドまたはポリウレタン・エラストマーから成るものである。移植時、思いがけず弾性被覆18が脱げる危険性があるが、これは、突起17によって防止される。同時に、ステントは、この突起17により、挿入時X線スクリーン上ではっきり観察できるから、ステントを、中空器官内の望みの箇所に問題なく位置づけることができる。

【0038】ステントは、挿入カテーテルによって望みの箇所に位置づけることができるし、また、ステントの拡張は、例えば、さらに付加したスリーブないし特殊カテーテルによって防止することができる。

【0039】このスリーブないしカテーテルを脱がせると、管状体1は、体温が変換温度以上であるために、記憶していた形を取る。拡張状態の長さは、圧縮時のステントの長さと同じ。それは、中間要素13による短縮分補償のためであるが、そのため、挿入時にX線スクリーン上に観察されるステントの両端の位置はそのまま保持される。

【0040】この発明による管状体1の構造のせいで、圧縮状態においても、拡張状態においても高い屈曲性が得られ、従って、曲線形の中空器官においても、関節近傍の中空器官同様、移植が可能となる。関節の屈曲によるステントの捩じれも、この高度の屈曲性によって十分に解消できる。さらに、この発明に従って形成された構造により、圧縮状態においても、拡張状態においても、ステントの長手、横手方向の高い安定性が保証される。

【0041】さらに、管状体の外面も内面も均一であり、特に、外方または内方に突出する鋭い断端を含む要素を持たないので、中空器官も、最後まで拡張を補助するバルーン・カテーテルのバルーンも傷害を受けることがない。

【0042】前記した、形状記憶金属の実施形態とは別に、この発明に従って設計されたステントの利点は、他の材料、例えば、タンタル、ステンレス・スチール、または、生体適合性プラスチック、例えば、ポリエチレン、ポリアミド、ないし、ポリウレタン・エラストマーを用いても実現できる。

【0043】図6に示した、この発明に従って設計されたステントの格子構造26は、正弦波長軸成分20から成る。この成分は、ステントの長軸方向に延び、境界要素5を形成し、また、その間に開口部3を含む。円周方向に互いに配列されているそれぞれの長軸成分20は、個々の隣接する頂点21、21'に、結合部位10を通じて結合されるが、もう一方の対向頂点22、23の間には結合は存在しない。

【0044】異なる頂点21、21'間の結合部位10は、ステントの長軸方向に互いに変位するように配されている。このように結合部位10が互いに変位するよう

に配されていること、および、頂点22、23が非結合で、互いに変位するように配されていることにより、ステントの長軸方向にも、また、長軸にたいする横断方向にも、鋭角端要素を生じることなく、高い屈曲性を実現できる。従って、ステントは、例えば、ニチノールのような自己拡張性材料でも、ステンレス・スチールでも、タンタルでも、または、その他の適当な材料で構成されていてもよい。

【0045】さらに、ステントは、バルーン送気を使用するしないを問わず、望みの直径に拡張することができる。

【0046】このステントは長軸方向に高い安定性を持つと同時に、小曲線状に捩れようとする傾向をさらに少なくしている。さらに、広範な用途のために、例えば、病的拡張部位や損傷部位のための循環系代替器官として、格子構造を、プラスチック、薬剤、または、組み紐で覆うことも可能である。

【0047】この発明に従って形成されたステントのさらに別の実施形態として図7に掲げた、格子構造26の部分図では、頂点21、21'間の結合部位10が結合網として形成される。

【0048】図8の実施形態では、正弦波長軸成分20が、長軸方向に互いに変位して配されており、長軸成分20の間にあって、円周方向に互いに隣接して配される結合が明瞭な架橋24を通じて行われる。従って、結合架橋24は、長軸成分20の間の好みの位置に配される。

【0049】図9の実施形態では、長軸成分20は、ステントの長軸にたいして斜めに延びるように配される。このようにして、長軸成分20の螺旋配置が、ステントの長軸2の周囲に形成される。この螺旋配置により、長軸成分20の弾性分散力が促進され、そのため、拡張状態のステントのステントの安定性がさらに改善される。さらに、挿入時ステントを圧縮状態に保持するスリーブがステントの外側に配されているが、これは、長軸成分20の螺旋配置により、回転させることにより、既に一部拡張しているステント上を再び簡単に引っ張ることができる。これによって、位置づけが不十分な場合でも、ステントの位置を改めることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明によるステントのアパチャー用短縮切れ込みパターン平面図。

【図2】図1の詳細。

【図3】図2の詳細で、この発明のステントの短縮時と、拡張状態のもの。

【図4】放射方向、接線方向で見た、この発明によるステントの詳細図。

【図5】この発明によるステントの模式断面図。

【図6】この発明によって形成されたステントの、さらに別の実施形態における格子構造の部分図。



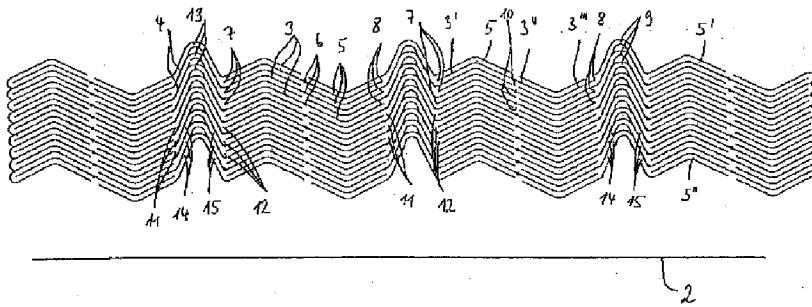
【図7】この発明によって形成されたステントの、さらに別の実施形態における格子構造の部分図。

に別の実施形態における格子構造の部分図。

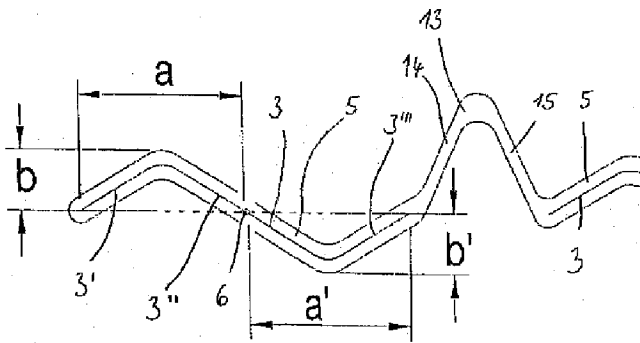
【図8】この発明によって形成されたステントの、さらに別の実施形態における格子構造の部分図。

【図9】この発明によって形成されたステントの、さらに別の実施形態における格子構造の部分図。

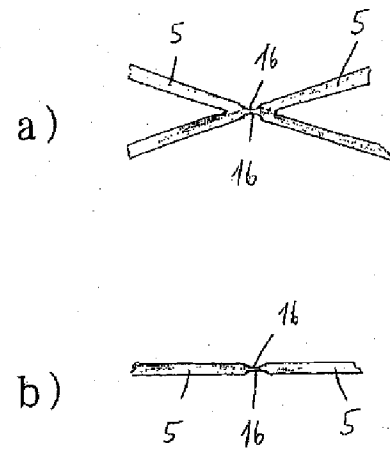
【図1】



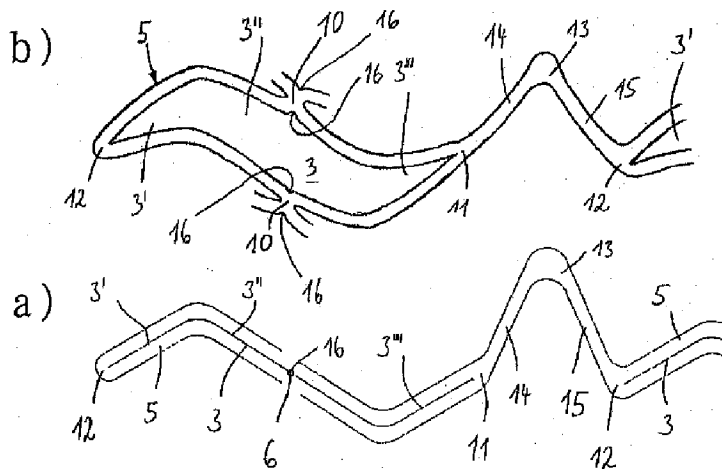
【図2】



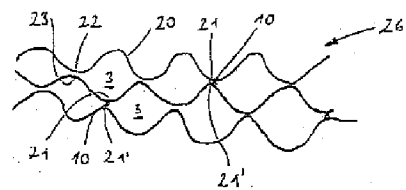
【図4】



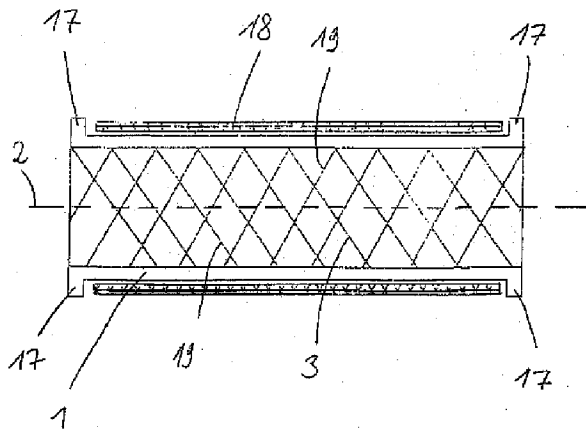
【図3】



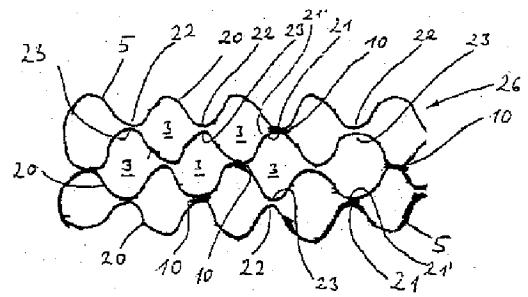
【図7】



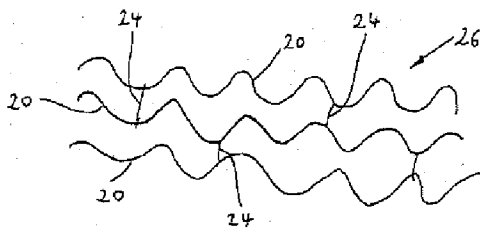
【図5】



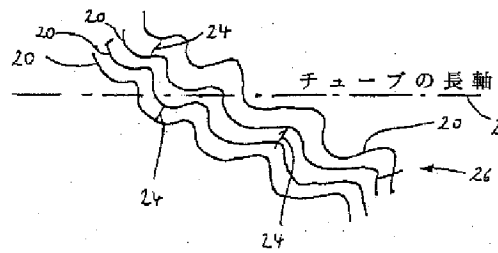
【図6】



【図8】



【図9】



## 【外国語明細書】

## 1. Title of Invention .

STENT FOR THE TRANSLUMINAL IMPLANTATION IN HOLLOW ORGANS

## 2. Claims

1. Stent for the transluminal implantation in hollow organs, in particular in blood vessels, ureters, oesophagae or gall tracts, comprising a substantially tubular body (1) which can be transformed from a compressed state with a first cross-sectional diameter into an expanded state with a second enlarged cross-sectional diameter, wherein the wall of the tubular body (1) has apertures (3, 4) which repeat both in the longitudinal direction and also in the peripheral direction of the stent and permit the expansion, characterized in that each aperture (3, 4) has at least one section (3', 3", 3'") which is arranged obliquely to the longitudinal axis (2) of the stent, both in the compressed state of the stent and also in the expanded state of the stent.
2. Stent in accordance with claim 1, characterized in that the apertures (3, 4) form slot-like openings in the wall of the tubular body (1) in the compressed state of the stent.
3. Stent in accordance with claim 2, characterized in that the slot-like openings (3) have a plurality of sections and in particular three sections (3', 3", 3'") which are arranged obliquely to the longitudinal axis (2) of the stent.

4. Stent in accordance with claim 2 or claim 3, characterized in that the slot-like openings (3) are of substantially zig-zag shape.
5. Stent in accordance with one of the claims 2 to 4, characterized in that the slot-like openings (3) are made substantially z-shaped.
6. Stent in accordance with one of the claims 2 to 5, characterized in that the slot-like openings (3) are made substantially wave-shaped, in particular of sinusoidal shape.
7. Stent in accordance with one of the claims 2 to 6, characterized in that the slot-like openings (3) are substantially s-shaped.
8. Stent in accordance with one of the preceding claims, characterized in that the inclination of the sections (3', 3'', 3''') to the longitudinal axis (2) of the stent in the compressed state respectively amount to between 1° and 75° and in particular to between 10° and 45°.
9. Stent in accordance with one of the preceding claims, characterized in that the apertures (3) are made substantially point-symmetrical.

10. Stent in accordance with claim 9,  
characterized in that  
the two ends (7, 8) of the apertures (3) are arranged on  
a line parallel to the longitudinal axis (2) of the  
stent.
11. Stent in accordance with claim 10,  
characterized in that  
the point of symmetry (6) is arranged on a line parallel  
to the longitudinal axis (2) of the stent at the centre  
between the two ends (7, 8) of the apertures (3).
12. Stent in accordance with one of the preceding claims,  
characterized in that  
the material of the wall of the tubular body (1) lying  
between the apertures (3) forms boundary elements (5)  
for the apertures (3) which can be dilated for the  
expansion of the stent.
13. Stent in accordance with claim 12,  
characterized in that  
two boundary elements (5) which are arranged adjacent to  
one another in the circumferential direction are in  
particular connected to one another via one web (10).
14. Stent in accordance with claim 13,  
characterized in that  
the connection location (10) is respectively disposed in  
the region of the centre between two ends (11, 12) of  
the boundary elements (5).
15. Stent in accordance with one of the preceding claims,  
characterized in that  
the confronting ends (11, 12) of boundary elements (5)  
which are arranged adjacent to one another in the

longitudinal direction are in particular connected to one another via resilient intermediate elements (13).

16. Stent in accordance with claim 15,  
characterized in that  
the intermediate elements (13) have sections (14, 15)  
which are arranged obliquely to the longitudinal axis  
(2) of the stent.
17. Stent in accordance with claim 15 or claim 16,  
characterized in that  
the intermediate elements (13) are V-shaped.
18. Stent in accordance with one of the claims 13 to 17,  
characterized in that  
the connection locations (10) between the boundary  
elements are tapered in the radial and/or axial  
direction.
19. Stent in accordance with one of the claims 15 to 18,  
characterized in that  
the connection locations between the boundary elements  
and the intermediate elements are tapered in the radial  
and/or axial direction.
20. Stent in accordance with one of the preceding claims,  
characterized in that  
the tubular body (1) is manufactured from memory metal,  
in particular from Nitinol.
21. Stent in accordance with one of the preceding claims,  
characterized in that  
the tubular body (1) is manufactured from a plastic

- 5 -

compatible with the body, in particular from polyethylene (PE), polyamide (PA) or polyurethane elastomers (PUR).

22. Stent in accordance with one of the preceding claims, characterized in that at least one end of the tubular body (1) has a thicker portion (17) extending in particular in the circumferential direction.
23. Stent in accordance with claim 22, characterized in that the thicker portion (17) projects outwardly in the radial direction.
24. Stent in accordance with one of the preceding claims, characterized in that a resilient jacket (18) is provided at the outer side of the tubular body (1).
25. Stent in accordance with claim 24, characterized in that an outwardly directed thicker portion (17) is provided at each end of the tubular body (1) and the resilient jacket (18) is arranged between the projecting thicker portions (17).
26. Stent in accordance with claim 24 and 25, characterized in that the material thickness of the resilient jacket (18) and the radial dimensions of the projecting parts of the thicker portion (17) are of substantially the same size.

27. Stent in accordance with one of the claims 24 to 26, characterized in that the resilient jacket (18) consists of plastic, in particular of polyethylene (PE), polyamide (PA) or polyurethane elastomers (PUR).
28. Stent in accordance with one of the preceding claims, characterized in that the cross-sectional diameter of the tubular body (1) lies between 1 mm and 5 cm, in particular between 3 mm and 3 cm.
29. Stent for the transluminal implantation in hollow organs, in particular in blood vessels, ureters, oesophagae, tracheas or gall tracts, in particular in accordance with one of the preceding claims, comprising a continuous tubular, automatically broadening flexible grid structure (26).
30. Stent in accordance with claim 29, characterized by a comb-like grid structure (26) made in one piece without sharp-edged gaps, with sinusoidal longitudinal components (20) which are at the points of contact (21, 21', 22, 23) not continuously but rather connected together differentially laterally displaced to enable longitudinal and transverse bending.
31. Stent in accordance with claim 30, characterized in that the longitudinal components (20) are connected together via lateral bridge elements (24).



32. Stent in accordance with claim 30 or claim 31,  
characterized in that  
the sinusoidal longitudinal components (20) are arranged  
spirally relative to the longitudinal axis (25) of the  
stent and/or have differential amplitudes.

### 3. Detailed Explanation of the Invention

The present invention relates to a stent for the transluminal implantation in hollow organs, in particular in blood vessels, ureters, oesophagae or gall tracts, comprising a substantially tubular body which can be transformed from a compressed state with a first cross-sectional diameter into an expanded state with a second enlarged cross-sectional diameter, wherein the wall of the tubular body has apertures which repeat both in the longitudinal direction and also in the peripheral direction of the stent and permit the expansion.

Stents of this kind are used for the rechannelling of hollow organs changed by disease. For this purpose the stents are introduced in the compressed state via an insertion catheter to the point within the hollow organ which is to be treated, where they can be expanded through diverse measures to a diameter which corresponds to that of the healthy hollow organ so that a supportive action is achieved for the hollow organ, for example for the wall of a vessel.

One distinguishes between balloon expanded stents and self-expanding stents, depending on the manner in which the expanded state is achieved. Balloon expanded stents are installed in the compressed state on a special balloon catheter, are inserted up to the respective location to be treated of the hollow organ and are expanded there to the desired diameter by balloon insufflation. The stent retains its stability in the expanded state as a result of the plastic deformation of the stent material so that an

adequate supportive action is achieved for the hollow organ. Self-expanding stents are held in a compressed state by auxiliary means, such as, for example, membrane-like covers, and are introduced via a catheter to the location to be treated within the hollow vessel. After removal of the cover these stents expand of their own accord through their inherent stress up to a pre-determined diameter within the hollow vessel so that the support of the wall of the hollow organ is achieved in this manner. Fundamentally these self-expanding stents can also be substantially pressed against the vessel wall with the aid of a balloon catheter.

The group of the self-expanding stents also include stents from the so-called "memory metal" Nitinol. Nitinol is a nickel-titanium alloy with a temperature dependent shape behaviour. If, for example, a Nitinol wire is given a specific shape and if the wire is subsequently heated beyond a specific "memory temperature" then this wire obtains the ability to recall this shape. If one subsequently cools the so treated wire down again below its conversion temperature, which is dependent on the alloy and on the heat treatment, then it becomes soft and easily deformable. On renewed heating beyond the conversion temperature the wire automatically readopts the impressed shape.

Self-expanding stents of the initially named kind are, for example, generated by cutting slots with a laser in the wall of a tubular body of a small diameter, with the slots extending parallel to the longitudinal axis of the body. These slots are arranged displaced relative to one another in the circumferential direction so that on an expansion of the tubular member, for example by balloon insufflation, or by heating in case of a stent of memory metal, diamond-like apertures arise which have longitudinal axes which likewise extend parallel to longitudinal axis of the tubular body.

- 10 -

Stents of this kind have, however, the disadvantage that they only have a low flexibility both in the compressed state and also in the expanded state so that, on the one hand, the insertion into bent hollow vessels is only possible to a restricted extent, and on the other hand stents inserted into joint regions tend to kink which can lead to a reduction or interruption of the blood flow in the blood vessels or indeed to puncturing of the vessel wall.

Moreover, a shortening occurs in the longitudinal direction through the expansion of the stent, and this shortening is relatively uncontrolled so that the positioning of the stent at a specific location to be treated within the hollow organ can be relatively difficult.

The problem of low flexibility is solved in a known stent of this kind in that the connection between individual diamonds arranged adjacent to one another in the longitudinal direction of the stent is interrupted. The disadvantage of this arrangement is, however, that the free, pointed diamond ends project outwardly from the wall of the stent at the outer curve radius, in particular on bending of the stent, such as, for example, takes place during a curved implantation, and project into the inner region of the stent at the inner curve radius. This has the consequence that injury to the wall of the hollow organ and to the balloon of a balloon catheter that is used can occur. These are complications which cannot be accepted in practice.

The present invention is based on the object of providing a stent of the initially named kind which has a high flexibility both in the compressed state and also in the expanded state, and which simultaneously ensures a reliable, risk-free utilisation and in which no shortening arises

- 11 -

through the expansion so that a problem-free positioning of the stent can be achieved.

This object is satisfied in accordance with the invention starting from a stent of the initially named kind in that each aperture has at least one section which is arranged obliquely to the longitudinal axis of the stent both in the compressed state of the stent and also in the expanded state of the stent.

Surprisingly, the flexibility of the stent can be significantly improved through the oblique arrangement of the apertures both in the compressed state and also in the expanded state relative to a stent with apertures which extend parallel to its longitudinal axis in the compressed state. Since it is possible in this way to dispense with separation of the connections between diamonds arranged alongside one another in the longitudinal direction no sharp edges exist in stents formed in accordance with the invention such as could cause injury to the wall of the hollow organ or to a balloon of a balloon catheter.

Furthermore, through the oblique arrangement of the apertures it is possible to counteract a tendency of the stent to shorten on expansion. Thus, when preparing a self-expanding stent of memory metal, for example, the stent is expanded from its compressed state by drawing it onto an expansion axle, with the usual shortening first arising. The diameter of the expansion axle is, in this arrangement, selected to be the same as the desired diameter of the stent in the expanded state.

Thereafter the stent, which is drawn onto the expansion axle is extended sufficiently until it has reached the desired length with the angle of inclination of a part of the

oblique sections of the apertures being shortened. If the stent is heated in this state beyond the memory temperature, then it readopts this shape in which the shortening has been compensated after cooling below the conversion temperature and subsequent renewed heating. Normally, the desired length corresponds to the length of the stent in the compressed state in order to ensure precise positioning of the expanded stent during insertion.

In accordance with an advantageous form of the invention the apertures in the compressed state of the stent form slot-like openings in the wall of the tubular body. In this manner a particularly simple manufacture of the stent of the invention is possible since the slot-like openings can, for example, be cut in the tubular body by a laser. In principle, it is, however, also possible for the cut-outs, to already be made broader in the compressed state, which can, for example, be achieved by punching or erosion processes.

The apertures can be generated both in the compressed state of the stent and also in the expanded state of the stent. The generation in the compressed state is, however, advantageous since the material losses are lower when producing slot-like openings than when producing correspondingly expanded openings.

In accordance with a further advantageous embodiment the slot-like openings have a plurality of sections, in particular three sections, which are of zig-zag-like shape and which are respectively arranged obliquely to the longitudinal axis of the stent. In this way particularly uniform bending characteristics of the stent are achieved both in the compressed state and also in the expanded state.

- 13 -

In accordance with a further preferred embodiment of the invention the material of the wall of the tubular body lying between the apertures forms boundary elements for the apertures which can be dilated for the expansion of the stent. In this arrangement the confronting ends of boundary elements which are arranged adjacent to one another in the longitudinal direction are connected via intermediate elements which are in particular of V-shape. Through this design one achieves on the one hand a more flexible design of the stent formed in accordance with the invention. On the other hand the provision of separate intermediate elements brings about a decoupling between the boundary elements, which primarily ensure the expansion of the stent, and the intermediate elements, which are preferably used to compensate for the shortening.

Further advantageous embodiments of the invention are set forth in the subordinate claims.

Fig. 1 shows a cutting pattern such as is, for example, cut by means of a laser in the wall of a tubular body 1 (see Fig. 5) to produce a stent made in accordance with the invention. The course of the longitudinal axis of the tubular body 1 is provided with the reference numeral 2 in Fig. 1 in order to make the position of the cuts within the wall of the tubular body 1 clear

Through the cutting process apertures 3, 4 arise in the wall of the tubular body 1 and have, in the compressed state, the shape of the slot-like openings illustrated in Fig. 1.

The slot-like openings 3 have three sections 3', 3'', 3''' which are respectively arranged obliquely to the longitudinal axis 2 of the tubular body 1 and which in each case jointly form slot-like openings 3.

The material of the wall of the tubular body 1 lying between the apertures 3 forms respective boundary elements 5 which, as can be particularly well seen in Fig. 3b, respectively represent boundaries for the apertures 3.

The apertures 3 are made point-symmetrical relative to the symmetry points 6 which, together with the respective ends

7, 8 of the apertures 3, lie on lines parallel to longitudinal axis 2 of the tubular body 1. The point of symmetry 6 is thereby arranged in the center between the two ends 7, 8 of the apertures 3.

In each case two boundary elements 5 which are arranged adjacent to one another in the circumferential direction of the tubular body 1 (above one another in Fig. 1) are connected together via connection points 10 which are respectively arranged between the symmetry points 6 of the boundary elements 5.

The mutually adjacent ends 11, 12 of in each case two boundary elements arranged adjacent to one another in the longitudinal direction, are respectively connected to one another via V-shaped intermediate elements 13. The limbs 14, 15 of the intermediate elements 13 are respectively arranged obliquely to the longitudinal axis of the tubular body 1.

The apertures 3, 4, which are generated by the cutting pattern shown in Fig. 1, are uniformly distributed over the entire periphery of the tubular body 1 so that, for example, the boundary elements 5', 5" in Fig. 1 coincide.

Depending on the length of the tubular body 1 more or fewer V-shaped intermediate elements 13 and boundary elements 5 can be distributed along the longitudinal axis 2 of the tubular body 1 and are shown in Fig. 1. Accordingly the number of V-shaped intermediate elements 13 and of the boundary elements 5 can be varied along the circumference of the tubular body 1 depending on the circumference of the tubular body 1.

The point symmetrical layout of the slot-like openings 3 and thus of the boundary elements 5 can be particularly clearly



seen from Fig. 2. The advantages of a stent in accordance with the invention are in particular achieved in that the geometrical spacings designated in the longitudinal direction by  $a$  and  $a'$  are of the same size as are the geometrical spacings  $b$  and  $b'$  in the circumferential direction of the tubular body 1.

It can be seen from Fig. 3 how the width of the boundary element 5 increases in the circumferential direction of the tubular body 1 by broadening of the apertures 3, whereby an expansion of the tubular body 1 is achieved. Furthermore, it can be seen from Fig. 3 that the longitudinal shortening of the boundary element 5 which occurs, and which can be recognised by the fact that the end 11 of the boundary 5 in Fig. 3b is displaced to the left relative to the position in Fig. 3a, is compensated for by a simultaneous broadening of the V-shaped intermediate element 13. In this way the positions of the end 12 of the neighbouring boundary element 5 in the compressed state (Fig. 3a) and in the expanded state (Fig. 3b) correspond. In this manner a unit consisting of a boundary element 5 and an intermediate element 13 - and thus also the tubular body 1 as a whole - has the same length in the compressed state as in the expanded state in each case.

In the region of the connection locations 10 between two frame elements 5 arranged adjacent to one another in the circumferential direction of the tubular body 1 there are provided cut-outs 16 so that bending of the boundary elements 5 is facilitated at these locations. In this way the elastic characteristics of a stent of the invention are further improved.

The cut-outs 16 are shown in detail in Fig. 4 in the manner in which they can, for example, be provided between two

directly connected together boundary elements 5. Corresponding cut-outs 16 can also be provided between the boundary elements 5 and the V-shaped intermediate elements 13.

In this arrangement both the cut-outs in the circumferential direction, as shown in Fig. 4a, and also the cut-outs in the radial direction, as shown in Fig. 4b, and also any further type of cut-outs are possible which favourably influence the flexibility of the stents formed in accordance with the invention.

In the cross-section of a stent 1 formed in accordance with the invention and schematically illustrated in Fig. 5 the apertures 3 are merely indicated by obliquely extending dashes 19. At its two ends the tubular body 1 has in each case thickened portions which extend radially outwardly, which are formed as projections 17 and extend in the circumferential direction. A resilient jacket 18 is provided between the projections 17, with the thickness of the jacket being substantially the same as the radial dimensions of the projecting parts of the projections 17 so that the stent has a substantially uniform outer surface. Furthermore, it can be seen from Fig. 5 that the inner surface of the tubular body 1 is made to extend uniformly.

The stent formed in accordance with the invention is preferably manufactured, prepared and used as follows:

The pattern of cuts shown in Fig. 1, and thus the slot-like openings 3, 4, are cut into the wall of a tubular body 1 consisting of memory metal using a laser. The diameter of the tubular body 1 is thereby so selected that it corresponds to the compressed state of the stent required for the implantation.

- 17. -

After the pattern of cuts shown in Fig. 1 has been cut over the entire length and the entire periphery of the tubular body 1, the tubular body 1 is drawn onto an expansion axle or mandrel, the diameter of which corresponds to the diameter of the stent required in the inserted expanded state. The cut-like openings 3, 4 are thereby broadened as shown in Fig. 3b. Thereafter, the tubular body drawn onto the expansion axle is extended in the longitudinal direction so such an extent that the shortening which arises through expansion is compensated for by bending open of the V-shaped intermediate elements 13, so that a surface structure arises consisting of boundary elements 5 and intermediate elements 13 as shown in Fig. 3b.

By heating the tubular body to above the memory temperature, the shape which has arisen is subsequently stored in the material.

After cooling down of the stent to below the conversion temperature, the stent can be pressed together to its starting diameter corresponding to the compressed state and covered with an elastic jacket 18 which consists, for example, of nylon, polyethylene, polyamide or polyurethane elastomers. An unintentional stripping of the resilient jacket 18 during implantation is prevented by the projections 17. At the same time the stent can be better observed through the projections 17 on the X-ray screen during insertion, so that a trouble-free positioning of the stent is ensured at the desired position within the hollow organ.

The stent is positioned at the desired location via an insertion catheter and an expansion of the stent is, for example, prevented by an additional sleeve or by a special

catheter. By stripping off the sleeve or the catheter, the tubular body 1 adopts its stored shape as a result of the body temperature which lies above the conversion temperature. The length in the expanded state corresponds to the length of the stent in the compressed state as a result of the shortening compensation achieved via the intermediate elements 13 so that the position of the two ends of the stent observed on the X-ray screen during insertion is maintained.

As a result of the structure of the tubular body 1 in accordance with the invention, a high flexibility is achieved both in the compressed state and also in the expanded state so that an implantation is possible both in curve-shaped hollow organs as well as in hollow organs arranged in the vicinity of joints. A kinking of the stent by bending of the joint is extensively precluded by the high flexibility that is achieved. Moreover, a good longitudinal transverse stability of the stent is ensured both in the compressed state and also in the expanded state through the structure formed in accordance with the invention.

Furthermore, both the outer side and also the inner side of the tubular body are uniform and have in particular no elements with sharp edges which project outwardly or inwardly so that neither the hollow organ nor a balloon of a balloon catheter which eventually assists the expansion can be injured.

Apart from the described embodiment of memory metal, the advantages of a stent designed in accordance with the invention can also be achieved by using other materials such as, for example, tantalum, stainless steel or body-compatible plastics such as for example polyethylene, polyamide or polyurethane elastomers.

The grid structure 26 of a stent designed in accordance with the invention as shown in Fig. 6 consists of sinusoidal longitudinal components 20 which extend in the direction of the longitudinal axis of the stent and which form the boundary elements 5 and include the openings 3 between them. Respective longitudinal components 20 arranged alongside one another in the circumferential direction are connected to individual, mutually adjacent apex points 21, 21' via connection locations 10, whereas no connection exists between the remaining confronting apex points 22, 23.

The connection locations 10 between different apex points 21, 21' are arranged displaced relative to one another in the longitudinal direction of the stent. Through the displaced arrangement of the connection locations 10, and also through the non-connected, mutually displaceable apex points 22, 23, a good flexibility is achieved both in the longitudinal direction and also transverse to the longitudinal axis of the stent without producing sharp-edged elements. The stent can thereby consist of a self-expanding material, such as for example Nitinol, of stainless steel, of tantalum or of another suitable material.

Furthermore, the stent can be expanded to the desired diameter with or without balloon insufflation.

The stent has a good longitudinal stability and at the same time the tendency to kink in narrow curves is further reduced. Furthermore, it is possible to coat the grid structure with plastics, medications or textile braids for further applications, for example as endovascular prostheses for treating diseased broadened regions or defects.

- 20 -

In the partial view of the grid structure 26 shown in Fig. 7, of a further embodiment of a stent formed in accordance with the invention, the connection locations 10 between the apex points 21, 21' are formed as connection webs.

In the embodiment of Fig. 8 the sinusoidal longitudinal components 20 are arranged displaced relative to one another in the longitudinal direction, with the connections between the longitudinal components 20 arranged adjacent to one another in the circumferential direction taking place via pronounced connection bridges 24. The connection bridges 24 are thereby arranged at desired locations between the longitudinal components 20.

In the embodiment of Fig. 9, the longitudinal components 20 are arranged so that they extend obliquely to the longitudinal axis of the stent. In this way, a spiral arrangement of the longitudinal components 20 arises around the longitudinal axis 2 of the stent. Through this spiral arrangement the resilient deployment forces of the longitudinal components 20 are enhanced so that the stability of the stent in the expanded state can be further improved. Moreover, a sleeve arranged on the outer side of the stent, with which the stent is held in the compressed state during insertion, can be more easily drawn onto the already partly expanded stent again through rotation as a result of the spiral arrangement of the longitudinal components 20 so that the stent can be repositioned if it is unsatisfactorily positioned.

#### 4. Brief Explanation of the Drawings

In the following the invention will be described in more detail with reference to an embodiment and to the drawings, in which are shown:

- Fig. 1            a shortened cutting pattern shown flat for generating the apertures for a stent in accordance with the invention,
- Fig. 2            a detailed view in accordance with Fig. 1,
- Fig. 3            the detailed view of Fig. 2 and also a detailed view corresponding thereto with a stent formed in accordance with the invention and in the expanded state,
- Fig. 4            a further detailed view of a stent formed in accordance with the invention in the radial and tangential direction,
- Fig. 5            a schematic cross-section through a stent formed in accordance with the invention, and
- Figs. 6 to 9      partial views of the grid structure of further embodiments of a stent formed in accordance with the invention.

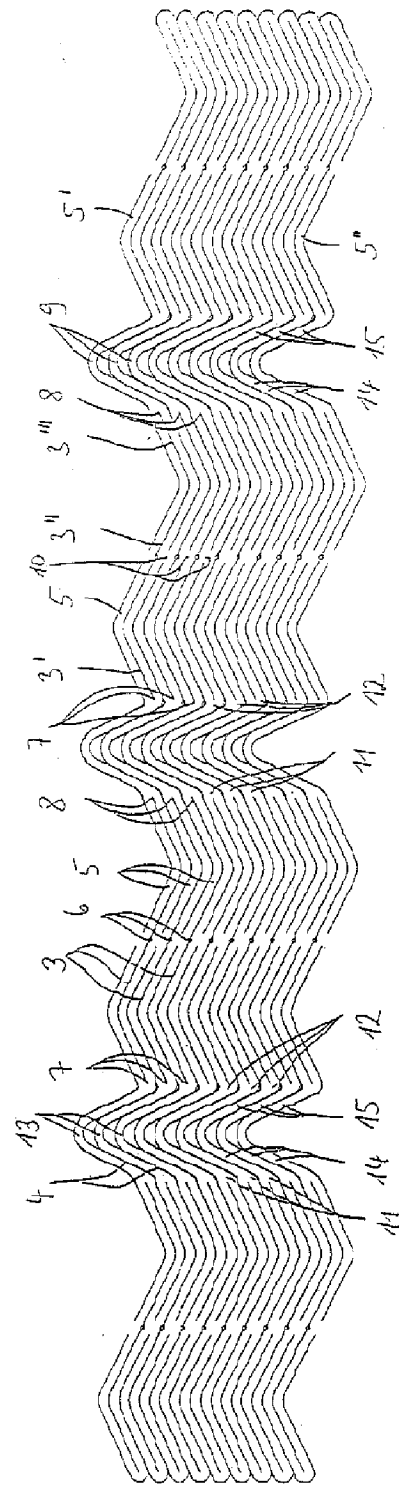
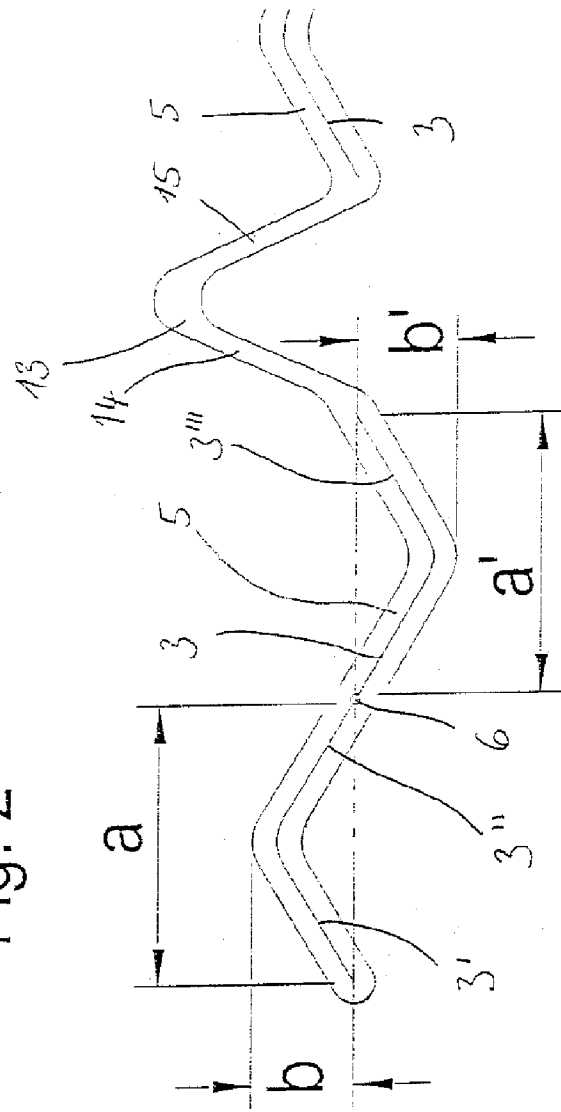


Fig. 1

2



Fig. 2



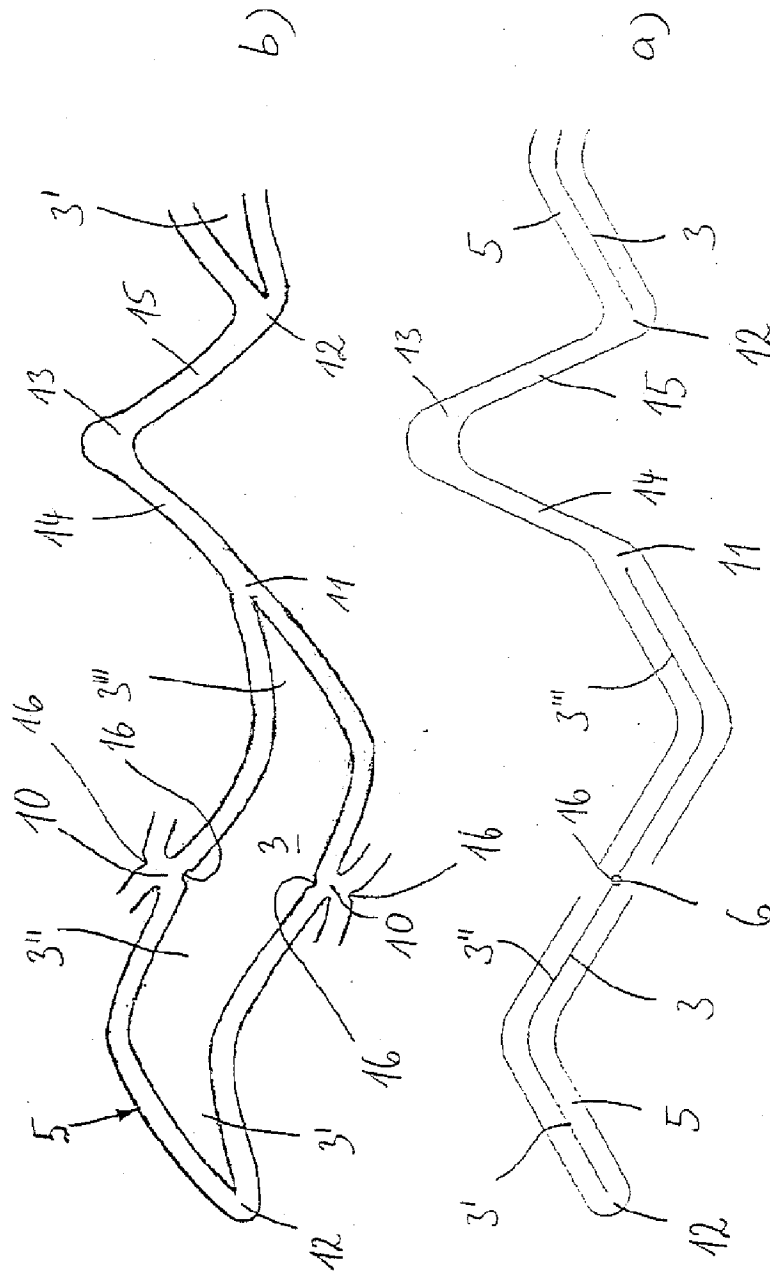


Fig. 3

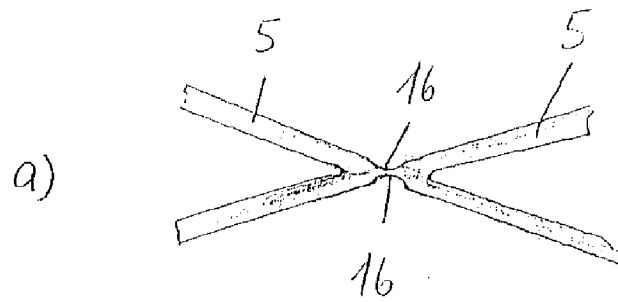
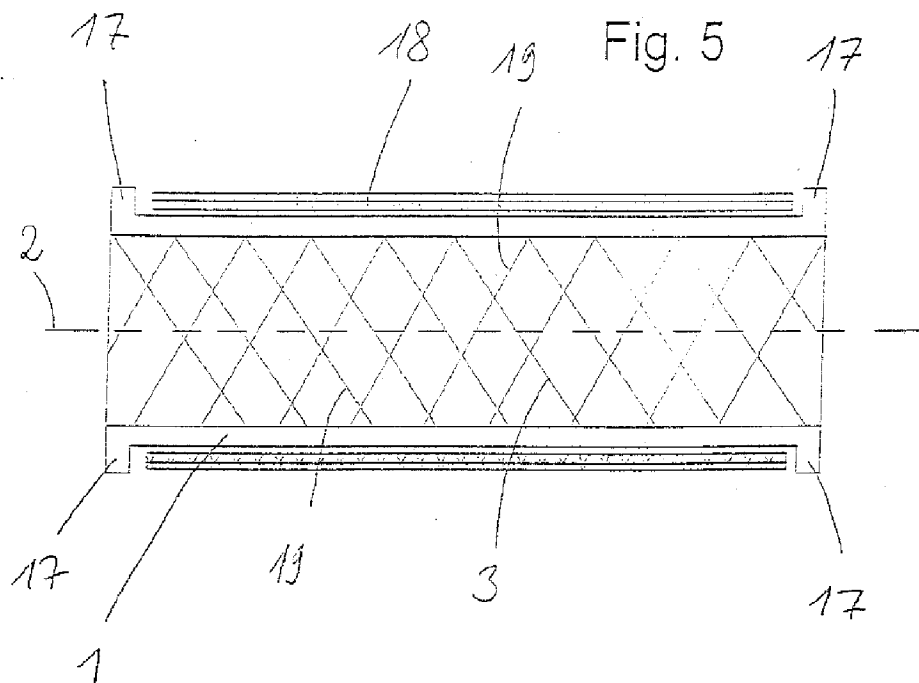
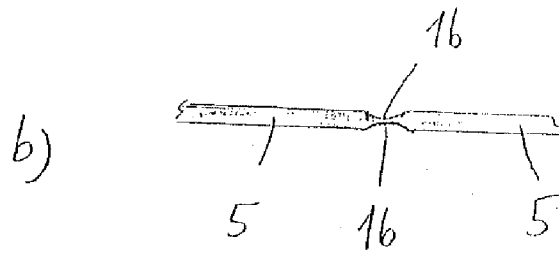
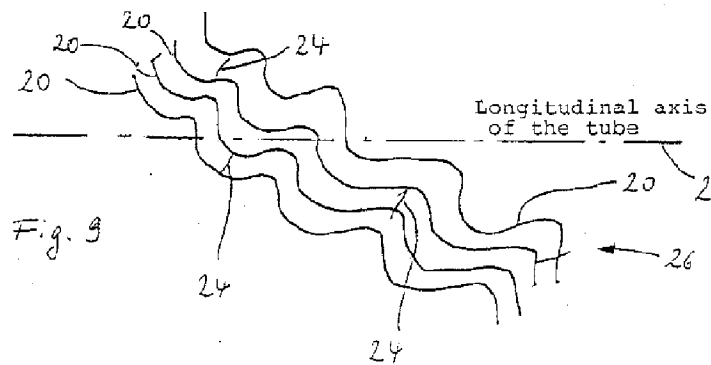
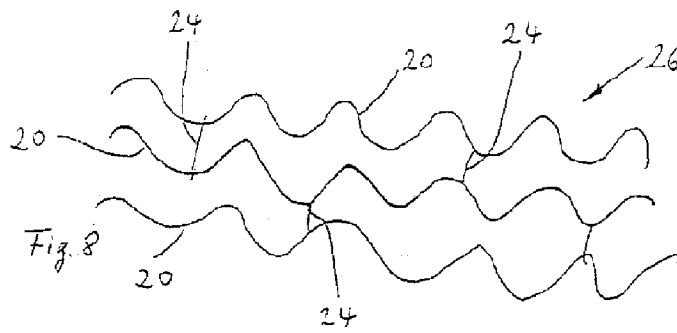
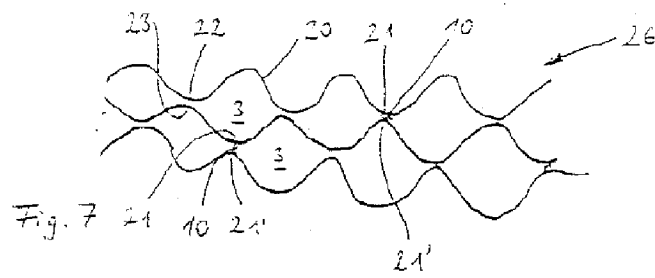
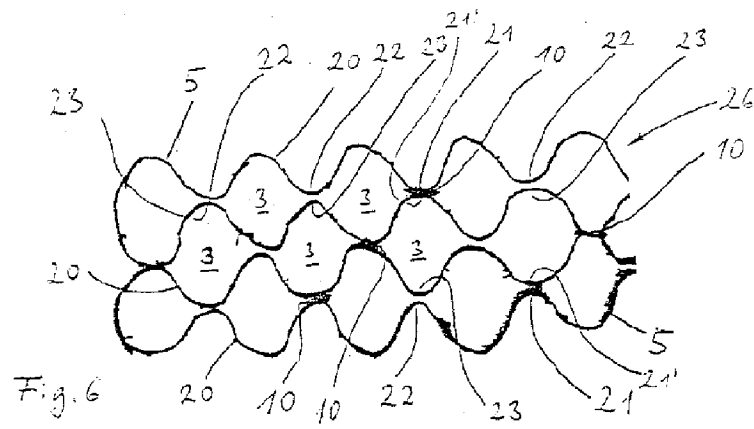


Fig. 4





## 1. Abstract

A stent for transluminal implantation in hollow organs, in particular in blood vessels, ureters, oesophagae or gall tracts, comprising a substantially tubular body is described. The stent can be transformed from a compressed state with a first cross-sectional diameter into an expanded state with a second enlarged cross-sectional diameter. The wall of the tubular body has apertures which repeat both in the longitudinal direction and also in the peripheral direction of the stent and permit the expansion. Each aperture has at least one section which is arranged obliquely to the longitudinal axis of the stent, both in the compressed state and also in the expanded state of the stent.

## 2. Representative Drawing

Fig. 1